

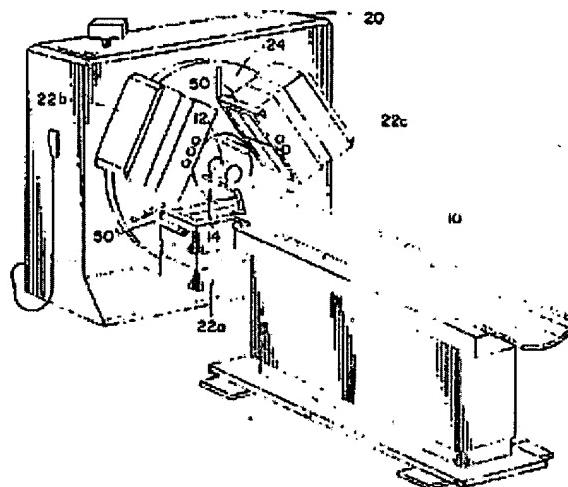
Simultaneous transmission and emission convergence tomography

Patent number: DE4406996
Publication date: 1994-09-15
Inventor: ZENG GENGSHENG LAWRENCE (US); MORGAN HUGH T (US); TUNG CHI-HUA (US); CHRISTIAN PAUL E (US); GULLBERG GRANT T (US)
Applicant: UNIV UTAH (US); PICKER INT INC (US)
Classification:
- **International:** G01T1/164; G01N23/04; A61B6/03; G03B42/00
- **European:** A61B6/03B8, A61B8/08J, G01T1/164B1, G01T1/164B9
Application number: DE19944406996 19940303
Priority number(s): US19930027882 19930308

Abstract of DE4406996

In the case of simultaneous transmission and emission converging tomography a single photon-emission computer-tomography system contains three gamma-camera heads (22a, 22b, 22c) which are mounted on a frame (20) so that they can be rotated about an object (12). An emission radiation source is injected into the object, the emission radiation of which is received by the camera heads. Transmission radiation from a transmission radiation source (30) is limited in cross-section so that it crosses through a central part and not through edge parts of the object and is received by one (22a) of the camera heads simultaneously with the emission data. While the heads and the radiation source rotate, the transmitted radiation passes through various or no parts of the edge parts in various rotational-angle situations. An ultrasonic distance sensor (152) measures an actual edge of the object. By reconstruction (90°) of the transmission data by means of an iterative approximation method and of the measured actual object edge, attenuation properties of the object are determined. The actual edge is used for reduction of artefacts during the reconstruction process, which artefacts are produced by the radiation limiting and the incomplete sampling (scanning) of the edge parts which is connected therewith. An emission-construction processor (112) reconstructs the emission-projection data and attenuation properties to give an attenuation-corrected ...

Original abstract incomplete.





(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

(12) Offenlegungsschrift

(10) DE 44 06 996 A 1

(51) Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

G 01 N 23/04

A 61 B 6/03

G 03 B 42/00

DE 44 06 996 A 1

(21) Aktenzeichen: P 44 06 996.0

(22) Anmeldetag: 3. 3. 94

(23) Offenlegungstag: 15. 9. 94

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)

08.03.93 US 027882

(71) Anmelder:

Picker International, Inc., Highland Heights, Ohio,
US; The University of Utah, Salt Lake City, Utah, US

(74) Vertreter:

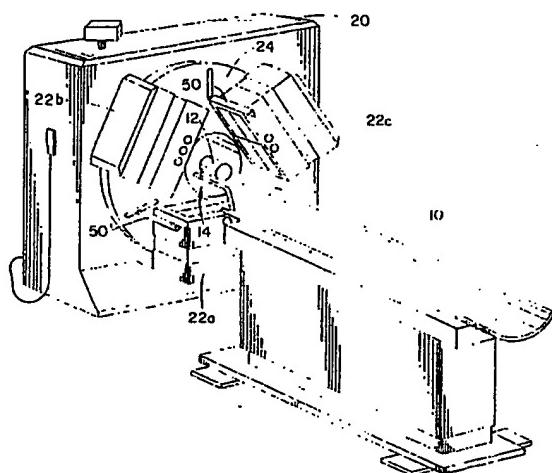
Reichel, W., Dipl.-Ing.; Lippert, H., Dipl.-Ing.,
Pat.-Anwälte, 60322 Frankfurt

(72) Erfinder:

Gullberg, Grant T., Salt Lake City, Utah, US; Morgan,
Hugh T., Highland Heights, Ohio, US; Tung,
Chi-Hua, Salt Lake City, Utah, US; Zeng, Gengsheng
Lawrence, Salt Lake City, Utah, US; Christian, Paul
E., Salt Lake City, Utah, US

(54) Gleichzeitige Transmissions- und Emissions-Konvergenztomographie

(57) Bei einer gleichzeitigen Transmission und Emission konvergierenden Tomographie enthält ein Einzelphotonenemissions-Computertomographiesystem drei Gamma-Kameraköpfe (22a, 22b, 22c), die an einem Gestell (20) um ein Objekt (12) herum drehbar gelagert sind. Dem Objekt wird eine Emissionsstrahlungsquelle injiziert, deren Emissionsstrahlung durch die Kameraköpfe aufgenommen wird. Eine Transmissionsstrahlung einer Transmissionsstrahlungsquelle (30) wird im Querschnitt so begrenzt, daß sie durch einen mittleren Teil und nicht durch Randteile des Objekts hindurchgeht und durch einen (22a) der Kameraköpfe gleichzeitig mit den Emissionsdaten aufgenommen wird. Während die Köpfe und die Strahlungsquelle rotieren, geht die transmittierte Strahlung durch verschiedene Teile oder keinen der Randteile in verschiedenen Drehwinkelpositionen hindurch. Ein Ultraschall-Entfernungsfühler (152) mißt einen wirklichen Rand des Objekts. Durch Rekonstruktion (90°) der Transmissionsdaten mittels eines iterativen Annäherungsverfahrens und des gemessenen wirklichen Objektrandes werden Dämpfungseigenschaften des Objekts ermittelt. Der wirkliche Rand wird bei dem Rekonstruktionsverfahren zur Verringerung von Artefakten verwendet, die durch die Strahlungsbegrenzung und die damit verbundene unvollständige Abtastung der Randteile entstehen. Ein Emissionskonstruktionsprozessor (112) rekonstruiert die Emissionsprojektionsdaten und Dämpfungseigenschaften zu einer dämpfungskorrigierten ...



DE 44 06 996 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 07. 94 408 037/550

20/34

DE 44 06 996 A1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft das Gebiet der Diagnoseabbildungen. Sie ist besonders in der Singulärphotonenemissions-Computertomographie (SPECT = single-photon emission computed tomography) mit mehrköpfigen Kameras anwendbar und wird speziell im Zusammenhang damit beschrieben. Es sei jedoch darauf hingewiesen, daß die Erfindung auch bei anderen nicht-eindringenden Untersuchungsverfahren anwendbar ist, z. B. in der Positronenemissionstomographie (PET) und bei anderen Diagnosearten, bei denen ein Objekt auf Strahlungsemision untersucht wird.

Bislang wird die Singulär- oder Einzelphotonenemissions-Computertomographie zur Feststellung der Radionuklid-Verteilung in Objekten angewandt. Gewöhnlich werden dabei einem Patienten ein oder mehrere radioaktive Pharmazeutika injiziert. Die radioaktiven Pharmazeutika werden dabei gewöhnlich in den Blutstrom des Patienten injiziert, um das Kreislaufsystem oder spezielle Organe, die die injizierten radioaktiven Pharmazeutika absorbieren, abzubilden. Dabei werden Gamma- oder Szintillationskameraköpfe in unmittelbarer Nähe einer Oberfläche des Patienten angeordnet, um die emittierte Strahlung zu beobachten und aufzuzeichnen. Bei der Einzelphotonenemissions-Computertomographie wird der Kopf stetig oder schrittweise um das Objekt herumgedreht, um die emittierte Strahlung aus mehreren Richtungen zu erfassen. Die Daten der aus der Vielzahl unterschiedlicher Richtungen erfaßten Strahlung werden zu einer dreidimensionalen bildlichen Darstellung der Verteilung der radioaktiven Pharmazeutika im Patienten rekonstruiert.

Eines der Probleme bei dem SPECT-Abbildungsverfahren besteht darin, daß die Absorption und Streuung der Photonen durch Teile des Objekts zwischen dem emittierenden Radionuklid und dem Kamerakopf das resultierende Bild verzerrn. Um die Photonendämpfung auszugleichen, hat man angenommen, daß sie im gesamten Objekt gleichförmig ist. Das heißt, man hat den Patienten als völlig homogen in bezug auf die Strahlungsdämpfung angenommen, ohne zwischen Knochen, weichem Gewebe, Lungen usw. zu unterscheiden. Dies ermöglicht eine Dämpfungsabschätzung in Abhängigkeit von der Oberflächenkontur des Objekts. Menschliche Objekte bewirken natürlich keine gleichförmige Strahlungsdämpfung, insbesondere in der Brust.

Um die Strahlungsdämpfung genauer zu messen, wird eine direkte Messung nach dem Transmissionscomputertomographieverfahren durchgeführt. Das heißt, die Strahlung einer Strahlungsquelle wird auf den Patienten gerichtet und die ungedämpfte Strahlung durch Detektoren auf der gegenüberliegenden Seite aufgenommen. Die Quelle und die Detektoren werden gedreht, um Daten über eine Vielzahl von Winkeln zu sammeln. Diese Daten werden mittels herkömmlicher Tomographiealgorithmen in eine bildliche Darstellung rekonstruiert. Anhand der Transmissionscomputertomographie-Abbildung werden dann die Strahlungsdämpfungseigenschaften des Objekts zur Korrektur der Strahlungsdämpfung bei einer späteren SPECT oder anderen Emissionsuntersuchung verwendet.

Eines der Probleme der zweistufigen Verfahren betrifft die Registrierung der Transmissionscomputertomographie- und der SPECT- oder anderer Emissionsuntersuchungs-Abbildungen. Eine Fehlausrichtung der beiden Bilder führt zu einer falschen Strahlungsdämpfungsinformation, die den Diagnosewert der rekonstruierten Bilder beeinträchtigt. Die Registrierung hat man durch Verwendung diskreter äußerer oder innerer Ortungspunkte (sogenannter "landmarks") verbessert, die eine bekannte konstante Relation zur Anatomie des Patienten während der beiden Untersuchungen haben. Ein anderes Verfahren ist die Anwendung eines dreidimensionalen Oberflächenidentifikationsalgorithmus zur Konstruktion numerischer Modelle der äußeren Oberfläche der Bilder. Die numerischen Modelle werden dann durch Translation, Drehung und Maßstabsveränderung optimal angepaßt. Dennoch besteht weiterhin eine erhebliche Unsicherheit bei der Kombination von Abbildungen verschiedener Modelle. Darüber hinaus sind erhebliche Unbequemlichkeiten, Kosten und doppelte Abtastzeiten unvermeidlich.

Zur Vermeidung dieser Nachteile, wird eine gleichzeitige Transmissions- und Emissionsdatenakquisition angewandt. Dabei wird der Gamma-Kamerakopf auf einer Oberfläche des Objekts und eine große ebene Strahlungsquelle gegenüber dem Kamerakopf angeordnet, d. h. zwischen dem Objekt und einem Gegengewicht für den Kamerakopf. Dem Patienten wird ein anderes Radionuklid als das in der großen ebenen Strahlungsquelle vorhandene injiziert. Bei diesem herkömmlichen dualen Radionuklidverfahren werden die Daten aus dem injizierten oder emittierenden Radionuklid und die Daten aus der großen ebenen Quelle oder transmittierten (durchgelassenen) Strahlung getrennt. Die Transmissionsdaten werden mittels Parallelstrahlungstransmissions-Computertomographiealgorithmen zur Bildung von Dämpfungskorrekturkoeffizienten für die Anwendung bei der Emissionsstrahlungsrekonstruktion rekonstruiert.

Eine große ebene Strahlungsquelle hat den Nachteil, daß sie großbauend und schwer ist. Die großen Abmessungen der ebenen Strahlungsquelle verhindern die Anwendung von Systemen mit mehreren Gamma-Kameras. Ein weiterer Nachteil ist die schlechte Auszählungsstatistik von Parallelstrahlgeometrierekonstruktionen. Zwar könnten stärkere Strahlungsquellen zum Ausgleich der schlechten Auszählungstatistik verwendet werden, doch ist die damit verbundene höhere Strahlungsbelastung des Patienten unerwünscht.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein neues und verbessertes Gerät und Verfahren für eine gleichzeitige Transmissions- und Emissionstomographie anzugeben.

Erfnungsgemäße Lösungen dieser Aufgabe sind in den Ansprüchen 1, 12, 14, 20 und 24 angegeben.

Weiterbildungen dieser Lösungen sind in den Unteransprüchen angegeben.

Ein Vorteil eines erfungsgemäßen Geräts und Verfahrens besteht darin, daß es eine genaue und effektive dämpfungskorrigierte Emissionsstrahlungsdatenrekonstruktion ermöglicht.

Ein weiterer Vorteil des erfungsgemäßen Gerätes und Verfahrens besteht darin, daß es gleichzeitig die Emissionsdaten und die Transmissionskorrekturdaten sammelt.

Ein weiterer Vorteil des erfungsgemäßen Gerätes und Verfahrens besteht darin, daß es eine genaue Korrektur von Emissionsdaten mit Projektionsdaten aus einer transmissionsquerschnittsbegrenzten (mit einer

DE 44 06 996 A1

Blende versehenen) Quelle ermöglicht, deren Transmissionsdaten der Querschnittsbegrenzung zuschreibbare Artefakte aufweisen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnungen beispielhaft beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht eines erfundungsgemäßen Gamma-Kamerasytems,

Fig. 2 eine schematische Darstellung eines Gamma-Kamerakopf- und Transmissionsquellen-Lageregels, 5

Fig. 3 eine schematische Darstellung einer Linien-Quelle, eines Gamma-Kamerakopfes und eines Fächerstrahlenbündelkollimators, die

Fig. 4A und 4B schematische Darstellungen einer unbegrenzten und einer begrenzten Transmissionsabst-
stung,

Fig. 5 das Verfahren zur Verarbeitung der Emissions- und Transmissionsdaten in verschiedenen Energieberei-
chen, die mit dem Kamerasytem nach Fig. 1 gesammelt bzw. aufgenommen wurden, 10

Fig. 6 das Verfahren der Verarbeitung von Emissions- und Transmissionsdaten im gleichen Energiebereich,
die mit dem Kamerasytem nach Fig. 1 gesammelt bzw. aufgenommen wurden,

Fig. 7 eine schematische Darstellung einer alternativen Ausführungsform mit einer Rechteckbalken-Trans-
missionsstrahlungsquelle und einem Fächerstrahlenbündelkollimator, 15

Fig. 8 eine schematische Darstellung einer Punkttransmissionsstrahlungsquelle mit einem Konusstrahlenbün-
del- bzw. Strahlenkegelkollimator,

Fig. 9 eine schematische Darstellung einer plattenförmigen Strahlungsquelle mit einem Konusstrahlenbündel-
kollimator,

Fig. 10 eine schematische Darstellung einer Linien-Strahlungsquelle mit einem astigmatischen Kollimator,

Fig. 11 ein Verfahren zum Verarbeiten von mittels im Querschnitt begrenzter Transmission und Emission
gewonnener Daten,

Fig. 12 eine schematische Darstellung einer alternativen Ausführungsform des Gamma-Kamerasytems nach
Fig. 1 mit Mitteln zum Messen der Objektkontur,

Fig. 13 eine detaillierte Seitenansicht des Patientenperipherie-Meßmittels nach Fig. 12 und

Fig. 14 eine alternative Ausführungsform des Patientenperipherie-Meßsystems nach Fig. 13.

Nach Fig. 1 enthält eine SPECT-Kameraordnung eine Patientencouch oder ein Tragmittel 10 zum Halten
und Positionieren eines Objekts, z. B. eines Phantoms 12 oder eines menschlichen Patienten, in einem Untersu-
chungsbereich 14.

Nach den Fig. 1 und 2 trägt ein Gestell 20 mehrere Gamma-Kameraköpfe 22a, 22b und 22c, die in gleichmäßi-
gen Winkelabständen, z. B. 120°, um den Untersuchungsbereich 14 herum angeordnet sind. Insbesondere drehen
ein rotierendes Mittel, das eine rotierende Trommel oder Frontplatte 24 aufweist, an der die Kameraköpfe
angebracht sind, und ein Antriebsmotor 26 die Kameraköpfe wählbar um den Untersuchungsbereich herum.
Linearantriebsmittel, z. B. Motoren 28a, 28b, 28c, die Gewindespindelantriebe 30a, 30b, 30c antreiben, die mit
Nachfolgern 32a, 32b, 32c in Eingriff stehen, sind auf der Rückseite der Frontplatte gelagert, um die Gamma-Ka-
meraköpfe jeweils auf rollenden Wagen 34a längs Bahnen oder Führungen 36 radial zum Objekt hin oder von
diesem weg zu verschieben.

Um die Kameraköpfe um das Objekt herumzudrehen und während der Drehung zum Objekt hin und von
diesem weg zu schieben, wird in herkömmlicher Weise ein Regelungsmittel verwendet. Im einzelnen ermittelt
ein Drehwinkellagedetektor 38 den Drehwinkel der Platte 24 relativ zu einem willkürlichen Nullpunkt. Eine
Nachschlagtabelle 40 ist mit einer von mehreren wählbaren Umlaufbahnen, z. B. einer ovalen Umlaufbahn
vorbestimmter Größe, die den Maßen des Patienten möglichst genau entspricht, geladen. Die Nachschlagtabelle
40 wird durch den gemessenen Drehwinkel adressiert, um den radialen Abstand von der Mitte des Untersu-
chungsbereiches für jeden Kamerakopf unter diesem Winkel abzurufen. Ein Vergleichsmittel 42 vergleicht den
aus der Nachschlagtabelle abgerufenen Sollwert des radialen Abstands mit dem Istwert des radialen Abstands
jedes Kopfes. Die Differenz wird Treibern 44a, 44b, 44c zugeführt, die bewirken, daß entsprechende Linearmoto-
ren 28a, 28b, 28c die Köpfe bis zum Erreichen des entsprechenden Abstandssollwerts verschieben. Ein Speicher-
Aktualisierungsmittel 46 addiert/subtrahiert die Abstandsdifferenzen zur bzw. von der entsprechenden radialen
Lage jedes Kopfes in einem Istlage-Speicher 48. Dies ermöglicht die Bewegung der Kameraköpfe um das
Objekt herum in einer Kreisbahn, einer elliptischen Bahn, einer erdnußförmigen Bahn oder anderen Umlaufbah-
nen lediglich durch erneutes Laden der Nachschlagtabelle 40 aus einem großen Speicher, z. B. einer (nicht
dargestellten) Speicherplatte, mit vorausberechneten Umlaufbahnen. Die Symmetrie bei einer kreisförmigen
Bahn erleichtert die Rekonstruktion der gesammelten Daten, während eine elliptische oder erdnußförmige
Umlaufbahn die Gamma-Kameraköpfe näher an den Patienten heranbringt und dadurch die Bildqualität verbes-
sert.

Unmittelbar gegenüber einem ersten Gamma-Kamerakopf 22a und zwischen den beiden anderen Gamma-
Kameraköpfen 22b, 22c ist eine Strahlungsquelle 50, eine Linien-Quelle bei dem Ausführungsbeispiel nach Fig. 1,
angeordnet. Die Strahlungsquelle kann wählbar in radiauer Richtung entweder näher an den ersten Kamerakopf
22a heran oder weiter von diesem weg positioniert werden. Vorzugsweise wird die Strahlungsquelle hinter einer
Ebene der Vorderseite der Kameraköpfe 22b und 22c so angeordnet, daß ihre Strahlung nicht unmittelbar auf
die anderen Kameraköpfe 22b, 22c treffen kann. An der Strahlungsquelle ist ein Kollimator- oder Abschirmmit-
tel 21 (Blende) angebracht, um die Projektion bzw. den Verlauf der Strahlung auf ein Fächerstrahlenbündel zu
begrenzen, in dessen Strahlengang der erste Gamma-Kamerakopf 22a liegt. Es ist aber auch möglich, eine oder
mehrere zusätzliche Strahlungsquellen 50' vorzusehen. Bei der Transmissionsstrahlungsquelle kann es sich um
eine Röhre oder einen Behälter, die bzw. der mit einem Radionuklid gefüllt ist, oder um einen aktiven Strahlungs-
generator, z. B. eine Röntgenstrahlröhre, handeln.

Ein Motor 52 treibt eine Gewindespindel 54 an, die einen Nachfolger 56 verschiebt, der so angebracht ist, daß
er die Strahlungsquelle radial verschiebt. Vorzugsweise regelt die Regelschaltung den Motor 52 so, daß die

DE 44 06 996 A1

Strahlungsquelle 50 und der erste Kamerakopf 52a um einen vorbestimmten festen Abstand auseinanderliegen. Ein Richtungsumkehrmittel 60 kehrt das Vorzeichen oder die Richtung der Verschiebung um, so daß ein Treiber 58 den Motor 52 veranlaßt, die Strahlungsquelle um die gleiche Strecke, jedoch in entgegengesetzter radialer Richtung relativ zur Mitte des Untersuchungsbereichs zu verschieben, während der Treiber 44a den Motor 28a zur Verschiebung des ersten Kopfes 22a veranlaßt. Alternativ kann die Transmissionsstrahlungsquelle 50 an einem der benachbarten Köpfe 22b oder 22c angebracht sein. Da die Radialverschiebung eines Kopfes den effektiven Winkel des Fächerstrahlenbündels ändert, wird der Rekonstruktionsalgorithmus in Abhängigkeit von der Winkellage nachgestellt, um ihn dem sich ändernden effektiven Winkel des Fächerstrahlenbündels anzupassen. Der effektive Winkel des Fächerstrahlenbündels wird vorzugsweise vorausberechnet und in der Nachschlagetabelle 40 gespeichert.

Jeder Kamerakopf enthält in herkömmlicher Weise einen Szintillationskristall, der beim Auftreffen einer Strahlung einen Lichtblitz erzeugt. Eine Reihe von Photoelektronen-Vervielfacherröhren erzeugt elektrische Signale bei jedem Lichtblitz. Die bei der gleichen Szintillation oder dem gleichen Lichtblitz erzeugten Signale werden kombiniert bzw. summiert. Der Betrag der resultierenden Summe ist ein Maß für die Energie der einfallenden Strahlung, und die relative Antwort der nächstliegenden Photoelektronen-Vervielfacherröhren zeigt die räumliche Lage der Szintillation an.

Nach Fig. 3 begrenzt ein Kollimator 62 jede inkrementelle Fläche des Szintillationskristalls, auf den die Strahlung oder ein Strahl aus einer vorbestimmten festen Richtung trifft, z. B. der Strahl 64 in Fig. 4A. Der Kollimator hat mehrere Fäden 66 oder Facettenfäden, die auf einen Brennpunkt gerichtet sind, typischerweise die Transmissionsstrahlungsquelle 50. Die Fäden sind hinreichend lang, so daß eine auf den entsprechenden Detektorkopf treffende Strahlung auf diejenige begrenzt wird, die längs eines Strahls im wesentlichen vom Brennpunkt kommt. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind der Brennpunkt und die Kopfgröße so gewählt, daß ein Patient oder Objekt, der bzw. das untersucht wird, vollständig innerhalb des Transmissionsfächерstrahlenbündels liegt, wie es in Fig. 4A dargestellt ist.

Herkömmliche Gamma-Kameraköpfe können eine Strahlung in zwei oder mehr Energiefenstern oder -bereichen gleichzeitig abbilden. Bei einem herkömmlichen Dualenergiemakkamerakopf werden die Summensignale in Abhängigkeit von der Amplitude sortiert. Insbesondere sind Energiefenster oder -bereiche begrenzt. Jedes Fenster entspricht einem Lichtmaximum (photopeak) oder Energiespektrum eines Radionuklids, das bei der Untersuchung verwendet werden soll. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel hat das injizierte oder radioaktive Emissionsmaterial eine vorbestimmte Energie und die Strahlungsquelle 50 oder Transmissionsstrahlung eine andere Energie. Auf diese Weise trennen die Kameraköpfe die Transmissions- und Emissionsstrahlungsdaten unter Anwendung einer herkömmlichen Energietrennungsschaltung, die bei Untersuchungen mit zweifach injizierten radioaktiven Pharmazeutika verwendet wird. Ein Lagerresolver mißt die Lage auf dem Kristall, mithin den Strahlungswinkel, die Szintillations- oder Strahlungseignissen innerhalb eines der Energiefenster entspricht.

Nach Fig. 5 hat der erste Kopf 22a ein erstes Energiepegel-Ausgabemittel 70t zum Trennen und Ausgeben von Lage- oder Strahlungssignalen für jede Szintillation mit einer Energie im Bereich der Transmissionsquelle 50 und ein zweites Energiepegel-Ausgabemittel 70e zum Trennen und Ausgeben von Lage- oder Strahlungssignalen für jede Szintillation im Energiebereich des radioaktiven Emissionsmaterials. Obwohl der zweite Kopf 22b und der dritte Kopf 22c die Transmissionsstrahlung nicht direkt aufnehmen, nehmen sie dennoch etwas von der Transmissionsstrahlung durch Streuung und der Photonen aus einem anderen Photonenmaximum oder anderen Photonenmaxima der Emissionsquelle auf. Der zweite Kopf 22b hat daher ein Transmissionsenergie-Ausgabemittel 72t zum Trennen und Ausgeben von Transmissionsenergiebereichsdaten und der dritte Kopf 22c ein Transmissionsenergie-Ausgabemittel 74t für Transmissionsenergiebereichsdaten. Ein Transmissionssstrahlungsdatenkorrekturmittel 76 korrigiert die Transmissionsenergiedaten aus dem Ausgabemittel 70t bezüglich eines oder mehrerer Emissionsstrahlungs-Photonenmaximums oder Emissionsstrahlungs-Photonenmaxima im Transmissionsenergiebereich.

Das Transmissionssstrahlungs-Korrekturmittel 76 enthält zwei Teiler 80 und 82, die die Ausgangssignale der Mittel 72t und 74t jeweils durch zwei teilen. Ein Summiermittel 84 summiert diese beiden halbierten Signale, um ein Signal zu bilden, das effektiv den Mittelwert anderer Emissionsphotomaximum-Photonen darstellt, die von den Köpfen 22b und 22c aufgenommen wurden. Ein Subtrahiermittel 86 subtrahiert die mittlere Anzahl der Photonen aus der Emissionsquelle, die in dem Transmissionsenergiebereich durch die Köpfe 22b und 22c aus den Transmissionsenergiesignalen der Köpfe 22a festgestellt wurden. Ein Speicher 88 für korrigierte Transmissionssprojektionsdaten speichert die korrigierten Transmissionssprojektionsdaten.

Ein Transmissionssrekonstruktionsmittel 90 rekonstruiert die Transmissionsstrahlungsdaten mittels eines herkömmlichen Computertomographie- oder iterativen Rekonstruktionsalgorithmus zu einer dreidimensionalen elektronischen Bilddarstellung, die in einem 3D-Transmissionsstrahlungs- oder -Dämpfungsbildspeicher 92 gespeichert wird, z. B. eines Fächerstrahlenbündelrekonstruktionsalgorithmus. Jedes Pixel oder Voxel des Dämpfungsbildspeichers 92 stellt die Strahlungsdämpfung durch ein entsprechendes Pixel oder Voxel (Bild- oder Volumenelement) des Untersuchungsbereichs 14 oder des untersuchten Objekts dar. Wenn daher ein Emissionsstrahlungseignis in einem vorbestimmten Pixel oder Voxel auftritt, läßt sich der Betrag der Strahlungsdämpfung längs der Strahlen zwischen dem Ereignis-Voxel und den Punkten an jedem Kopf, in denen die Szintillation auftritt, durch Summierung der Dämpfungswerte jedes Pixels oder Voxels, durch die die Strahlen hindurchgehen, bestimmen. Die Dämpfungswahrscheinlichkeit der Detektion (Feststellung) ist eine Potenz (oder Exponentialfunktion) des Negativen dieser Summe. Eine weitere Korrektur kann durch Bestimmung der Strecke, die der Strahl durch jedes dazwischenliegende Pixel oder Voxel durchläuft, bewirkt werden. Wenn der Strahl sich quer durch ein Pixel oder Voxel von der einen Oberfläche zur gegenüberliegenden Oberfläche erstreckt, wird der gesamte Dämpfungswert addiert. Wenn die Bahn nur durch eine kleine Ecke verläuft, wird ein entsprechend

DE 44 06 996 A1

kleinerer Teil des Dämpfungswertes addiert. Ein Normierungsmitte 94 (ein Verhältnisbildungsmittel) justiert die Dämpfungsdaten in Übereinstimmung mit der relativen Energie der Transmissions- und Emissionsquellen, z. B. dem Verhältnis oder einer nichtlinearen Beziehung der Energie.

Ein Hauptziel der Transmissions-Computertomographie ist die Berechnung örtlicher Dämpfungskoeffizienten für das interessierende Objekt. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel werden die aufgezeichneten Projektionsdaten bei einer Transmissionsabtastung dadurch in eine geeignete Form umgesetzt, daß der natürliche Logarithmus des Verhältnisses der ungedämpften geforderten Zählung (Messung) pro Pixel oder Voxel (Flutlichtbild N_0) zur beobachteten Zählung eines vorbestimmten Pixels (aufgezeichnete Projektion N) gebildet wird. Andere Algorithmen, wie sie z. B. in dem Aufsatz "EM Reconstructions for Emission and Transmission Tomography" von Lang und Carson, J. Comp. Assist. Tomogr., Band 8, Seiten 306 bis 316 (1984) beschrieben sind, erfordern keine Anfangsbedingung des Logarithmus. Für diejenigen Bereiche, bei denen der ermittelte Zählwert (Meßwert) größer als das Flutlichtbild ist, wird das Linienintegral der Dämpfungskoeffizienten gleich null gesetzt, d. h.:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

15 (1a)

$$\text{Projektion} = \int \mu dx = \ln\left(\frac{N_0}{N}\right), \quad \text{bei } N \leq N_0$$

20 (1b)

$$\text{Projektion} = 0, \quad \text{bei } N > N_0$$

25 (1c)

Nach dieser Umsetzung wird ein herkömmlicher Computertomographie- oder iterativer Rekonstruktionsalgorithmus angewandt, um die Karte (Landkarte) der Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} zu bilden. Die berechnete Dämpfungskarte wird zur Korrektur der Photonendämpfung bei der Emissionsuntersuchung verwendet.

Bei einem speziellen Beispiel des Normierungsmitte 94, das die Dämpfungskoeffizienten μ_{ij}^{T1} einer T1-201-Emissionsquelle mit 75 keV relativ zu den Dämpfungskoeffizienten μ_{ij}^{TC} einer TC-99m-Transmissionsquelle von 140 keV normiert, werden die Dämpfungskoeffizienten μ_{ij}^{T1} für die T1-201-Emission angenähert durch:

$$\mu_{ij}^{T1} = \frac{\mu_{75\text{kev}}}{\mu_{140\text{kev}}} \times \mu_{ij}^{TC} = \frac{0,184/\text{cm}}{0,153/\text{cm}} \times \mu_{ij}^{TC} = 1,2 \mu_{ij}^{TC}$$

35 (2)

Ein anderes Normierungsverfahren wird bei einer Dämpfungskarte mit höherer Energie (140 keV) angewandt. Bei diesem Verfahren wird eine Nachschlagetabelle der linearen Dämpfungskoeffizienten für verschiedene Materialien bei 75 keV und 140 keV angewandt. Zur Bestimmung des Normierungsfaktors wird ein Dateninterpolationsverfahren angewandt, um die Dämpfungsverteilung bei 140 keV in die bei 75 keV zu transformieren.

Der zweite Kopf hat in ähnlicher Weise ein Emissionsenergielage- oder Strahlungssignal-Ausgabemittel 72e, und der dritte Kopf 22c hat ein Emissionsenergie-Strahlungssignal-Ausgabemittel 74e. Einige der Transmissionsphotonen und der Streuemissionsphotonen werden im Emissionsstrahlungsgeneriegereich festgestellt (detektiert). Die Komponenten der gemessenen Emissionsstrahlung, die der Transmissionsstrahlung zugeschrieben werden kann, wird durch ein Emissionsstrahlungskorrekturmittel 100 beseitigt. Das Emissionsstrahlungskorrekturmittel 100 enthält ein erstes Multipliziermittel 102a zum Multiplizieren des Transmissionsstrahlungssignals des ersten Detektorkopfes aus dem Speicher 88 mit einem Maßstabs- oder Normierungsfaktor F_1 . Ein zweites Multipliziermittel 102b multipliziert das korrigierte Transmissionsstrahlungssignal des ersten Detektorkopfes aus dem die korrigierten Transmissionsdaten enthaltenden Speicher 88 mit einem zweiten Maßstabs- oder Normierungsfaktor F_2 , und ein drittes Multipliziermittel 102c multipliziert das korrigierte Transmissionsignal aus dem Speicher 88 mit einem dritten Maßstabs- oder Normierungsfaktor F_3 .

Die Normierungsfaktoren F_1, F_2, F_3 werden anhand anfänglicher Eichungstests bestimmt. Diese Tests beginnen mit dem Sammeln reiner Transmissionsdaten unter Verwendung eines kalten Phantoms, d. h. keiner Emissionsquelle. Die Korrekturfaktoren F_1, F_2, F_3 werden für jeden Kopf durch Berechnung eines Verhältnisses von Zähl- oder Meßwerten in den Emissions- und Transmissionsenergienstern oder -bereichen bestimmt. Subtraktionsschaltungen 104A, 104B, 104C subtrahieren das Produkt aus dem Transmissionsstrahlungswert und dem entsprechenden Korrekturfaktor von den tatsächlich gemessenen Emissionsstrahlungspunktionsdaten. Speicher 106A, 106B und 106C für korrigierte Emissionsstrahlung oder Lagesignale speichern die korrigierten Emissionsprojektionsdaten aus den jeweiligen Köpfen 22a, 22b und 22c. Eine Vereinigungsschaltung 108 vereinigt die korrigierten Emissionsdaten aus den Köpfen 22a, 22b und 22c. Insbesondere vereinigt die Vereinigungsschaltung Daten aus jedem Kopf, die den gleichen Strahl darstellen. Das heißt, der Kollimator 62 begrenzt relativ zu dem Kopf die Bahn, längs der die Strahlung verläuft, um die Szintillation an der überwachten oder beobachteten Stelle auf dem Kopf zu bewirken. Die Stelle oder Lage auf dem Kopf und der Winkel des Kopfes als das Ereignis beobachtet wurde, begrenzen den Strahl oder die Bahn zwischen der entsprechenden Emissionsquelle

DE 44 06 996 A1

und dem Empfangspunkt.

Die korrigierten Emissionsprojektionsdaten aus dem Vereinigungsmittel 108 werden in einem Gesamtemissionsprojektionsdatenspeicher 110 gespeichert. Ein Emissionsdatenrekonstruktionsprozessor 112 rekonstruiert die Emissionsdaten zu einer entsprechenden dreidimensionalen bildlichen Darstellung, die in einem Emissionsbildspeicher 114 gespeichert wird. Ein Videoanzeigeterminal 116 (Bildschirm) oder ein anderes Anzeigemittel bildet eine lesbare Darstellung der rekonstruierten Emissionsverteilung. Typischerweise werden verschiedene Darstellungen gewählt, z. B. transversale oder laterale Querschnitte oder Schichten des Patienten oder sogar eine dreidimensionale perspektivische Darstellung. Ein Dämpfungskorrekturmittel 118 korrigiert die Emissionsdaten P_{km} aus dem Gesamtemissionsprojektionsdatenspeicher 110 zur Dämpfung durch iterative Rekonstruktionsalgorithmen oder -mittel und liefert korrigierte Emissionsprojektionsdaten an das Emissionsdatenrekonstruktionsmittel.

Mathematischer dargestellt: Die Emissionsprojektionsdaten P_{km} bei dem Projektionswinkel Θ_m und dem Detektorbehälter oder -strahl k und der Bild- oder Rückprojektionswert X_{ij} am Pixel (i, j) sind wie folgt definiert:

$$15 \quad P_{km} = \sum_{i,j} W_{ij}^{km} X_{ij} \quad (3a)$$

$$20 \quad X_{ij} = \sum_{k,m} W_{ij}^{km} P_{km} \quad (3b)$$

25 wobei für den Gewichtungsfaktor W_{ij}^{km} gilt:

$$30 \quad W_{ij}^{km} = \frac{A_{ij}^{km}}{\mu_{ij}} (1 - e^{\mu_{ij} l_{ij}^{km}}), \text{ bei } \mu_{ij} > 0 \quad (3c)$$

$$35 \quad W_{ij}^{km} = 1_{ij}^{km} A_{ij}^{km}, \quad \text{bei } \mu_{ij} = 0 \quad (3d)$$

wobei l_{ij}^{km} die Länge des Strahls durch das Pixel ist. Der Dämpfungsfaktor A_{ij}^{km} (siehe Gleichung (6)) ist eine Potenz bzw. Exponentialfunktion des Linienintegrals der Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} von b_{ij} , dem Eingangspunkt des Projektionsstrahls in das Pixel (i, j) , bis zum Detektor. Wenn keine Dämpfungskorrektur erforderlich ist, werden die Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} gleich null gesetzt.

Im einzelnen enthält das Dämpfungskorrekturmittel 118 ein Dämpfungsfaktorberechnungsmittel 120, das die Dämpfungsfaktoren A_{ij}^{km} berechnet. Das Dämpfungsfaktorberechnungsmittel berechnet die Potenz des Linienintegrals der normierten Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} längs jedes Strahls k bei dem Winkel Θ_m zwischen dem Pixel (i, j) und dem Detektorkopf. Natürlich brauchen die Werte null für Strahlen, die das Pixel nicht durchqueren, nicht gespeichert zu werden.

Ein Gewichtungsfaktorberechnungsmittel 122 berechnet die Gewichtungsfaktoren W_{ij}^{km} gemäß Gleichung (3c) für jeden Emissionsdatenstrahl k und Winkel Θ_m und jedes Pixel (i, j) des Emissionsverteilungsbildspeichers 114. Die berechneten Gewichtungsfaktoren werden in einem Dämpfungsgewichtungsfaktorspeicher oder einer Nachschlagtabelle 124 gespeichert. Das Emissionsdatenrekonstruktionsmittel 112 bewirkt die Multiplikation und Summierung nach Gleichung (3b), um die Bildwerte X_{ij} bei jeder Iteration gemäß dem Iterationsschema der Gleichung (4) zu erzeugen.

Wie bei den meisten Rekonstruktionsschemata wird der Objektbereich in kleine Pixels unterteilt. Für jedes Pixel werden eine Emissionsradionuklidkonzentration und ein Projektionsstrahlungsdämpfungskoeffizient bestimmt. Diese Parameter können durch Maximierung der Wahrscheinlichkeit (Wahrscheinlichkeit der Beobachtungen) abgeschätzt werden. Der bevorzugte Algorithmus enthält ein Verfahren zum Berechnen der Schätzwerte mit maximaler Wahrscheinlichkeit. Dieser Algorithmus hat die besondere Fähigkeit, die Poissonsche Natur der Photonenzählung und die physikalischen Unterschiede zwischen der Transmissions- und der Emissionstomographie nachzubilden. Bei einer SPECT kann die Photonendämpfung und Änderung des Auflösungsvermögens mit der Tiefe angemessen behandelt werden, und die Anwendung eines genauen statistischen Modells kann die Qualität der Rekonstruktion bei niedrigen Zählwerten verbessern. Die Kombination guter statistischer und physikalischer Modelle sollte bessere Rekonstruktionen ergeben. Der bevorzugte Algorithmus, den das Emissionsdatenrekonstruktionsmittel 112 ausführt, ist der iterative EM-Rekonstruktionsalgorithmus, d. h.:

65

DE 44 06 996 A1

$$X_{ij}^{n+1} = \frac{X_{ij}^n}{\sum_{k',m'} W_{ij}^{k'm'}} \sum_{k',m'} \left[W_{ij}^{km} \frac{P_{km}}{P_{km}^n} \right] \quad (4)$$

5

Nach Fig. 6 kann die Emissions- und Transmissionsstrahlung mit dem gleichen Energiebereich oder -fenster gemessen werden. Der Kopf 22a nimmt sowohl die Transmissions- als auch die Emissionsstrahlung auf, während die Köpfe 22b und 22c die Emissionsstrahlung aufnehmen. Die Köpfe 22a, 22b und 22c haben jeweils Ausgänge 130a, 130b und 130c zum Ausgeben der gemeinsamen Energiebereichsstrahlungsdaten. Ein Transmissionsdatenkorrekturmittel 132 korrigiert die Daten vom Ausgang 130a in Übereinstimmung mit allen Emissionsdaten aus den Detektorkopfausgängen 130b und 130c. Insbesondere enthält das Transmissionsdatenkorrekturmittel Teiler 134 und 136, die die an den Ausgängen 130b und 130c ausgegebenen Daten halbieren, und ein Addiermittel 138, das die beiden Hälften vereinigt, um den Mittelwert der Daten zu bilden, die durch den zweiten und dritten Kopf empfangen wurden. Ein Subtrahiermittel 140 subtrahiert den Mittelwert der durch den zweiten und dritten Kopf empfangenen Daten von den Daten, die durch den ersten Kopf 22a empfangen wurden, um korrigierte Transmissionsprojektionsdaten zu erzeugen, die in einem Speichermittel 88' für korrigierte Transmissionsdaten gespeichert werden. Ein Transmissionsdatenrekonstruktionsmittel 90' rekonstruiert die korrigierten Transmissionsdaten, die aus dem Speichermittel 88' abgerufen werden, um Dämpfungsbildspeicherdaten zu erzeugen, die in einem Dämpfungsbildspeichermittel 92' gespeichert werden.

10

Ein Emissionsdatenvereinigungsmittel 108' vereinigt die Emissionsdaten aus dem zweiten und dritten Kopf und speichert die Emissionsdaten in einem Emissionsdatenspeichermittel 110'. Ein Dämpfungskorrekturmittel 118' korrigiert die Emissionsdaten in Abhängigkeit von den Dämpfungsdaten, wie es anhand des Zwei-Energien-Ausführungsbeispiels beschrieben wurde. Ein Emissionsdatenrekonstruktionsmittel 112' rekonstruiert die korrigierten Emissionsdaten, um ein Emissionsquellenverteilungsbild zu erzeugen, das in einem Emissionsquellenverteilungsspeichermittel 114' gespeichert wird.

15

Nach Fig. 4B lassen sich genauere Gamma-Kamerabilder rekonstruieren, wenn die Kollimatoren auf den interessierenden abzubildenden Bereich des Objekts fokussiert sind. Bessere Emissionsbilder lassen sich dadurch erzeugen, daß der Brennpunkt der Kollimatoren dichter an die Mitte des Patienten herangeschoben wird. Wenn die Transmissionsstrahlungsquelle dichter an den Patienten herangeschoben wird, fällt ein Teil des Patienten – bei einigen Winkeln – aus dem Transmissionsfänger heraus, d. h. es liegt eine Begrenzung (Abstumpfung) eines Teils des Objekts vor. Der begrenzte (abgestumpfte) Bereich des Körpers ist bestrebt, ein Ringartefakt mit analogem Durchmesser um das rekonstruierte Bild herum zu verursachen.

20

Eine Lösung besteht in der Verwendung verschiedener Kollimatoren am Kopf 22a, der sowohl die Emissions- als auch die Transmissionsstrahlung aus den Köpfen 22b und 22c aufnimmt, die nur die Emissionsstrahlung aufnehmen. Das heißt, die Nur-Emissions-Köpfe haben Kollimatoren mit verhältnismäßig kurzer Brennweite, z. B. 50 cm, und der Kopf 22a, der sowohl die Transmissions- als auch die Emissionsstrahlung empfängt, hat eine größere Brennweite, z. B. 110 cm.

25

Bei einer anderen Lösung liefert der ovale Querschnitt eines menschlichen Patienten, der nur mäßig begrenzt (abgestumpft) ist, genügend Daten zur Berechnung der Dämpfungskoeffizientenfaktoren für den iterativen EM-Konstruktionsalgorithmus und analoge Algorithmen, um das Transmissionsrekonstruktionsproblem als Lösung eines Systems linearer Gleichungen zu lösen. Obwohl das Transmissionsbild verzerrt ist, werden die Dämpfungsfaktoren A_{ij}^{km} (die Potenz oder Exponentialfunktion des partiellen Linienintegrals der Dämpfungsverteilung μ_{ij}) für diejenigen Dämpfungsfaktoren hinreichend genau gemessen, die den größten Einfluß aus den Emissionsmessungen haben.

30

Bei dem alternativen Ausführungsbeispiel nach Fig. 7 ist die Transmissionsstrahlungsquelle eine Rechteckbalgenquelle, die ein Fächerstrahlenbündel projiziert, d. h. erzeugt, oder so begrenzt (abgeblendet) ist, daß sie ein Fächerstrahlenbündel einer transmittierten Strahlung in Richtung auf einen Fächerstrahlenbündelkollimator wirft, der am gegenüberliegenden Detektorkopf angebracht ist.

35

Bei dem alternativen Ausführungsbeispiel nach Fig. 8 ist die Strahlungsquelle eine Punktquelle, die so begrenzt ist, daß sie eine konusförmige oder pyramidenförmige Transmissionsstrahlung auf den gegenüberliegenden Detektorkopf richtet. Ein Konusstrahlenbündelkollimator hat Tunnels, die auf einen Brennpunkt in einiger Entfernung von seiner Oberfläche fokussiert sind.

40

Bei dem alternativen Ausführungsbeispiel nach Fig. 9 ist die Strahlungsquelle eine kleine flache Rechteckquelle oder eine Plattenquelle und der Kollimator ein Konusstrahlenbündelkollimator.

45

Bei der weiteren Alternative nach Fig. 10 ist die Transmissionsstrahlenquelle eine Linienquelle, und es wird ein astigmatischer Kollimator verwendet, der den Brennpunkt auf zwei verschiedene Brennlinien legt. Bei einer weiteren Alternative werden eine Flutlichtquelle und ein paralleler Kollimator verwendet.

50

Bei der Abbildung eines Teilbereichs des menschlichen Torsos mit dem Kollimator, wie er in Fig. 4B dargestellt ist, wird der menschliche Körper begrenzt (abgestumpft bzw. abgeschnitten). In der Lage nach Fig. 4B werden die seitlichen Ränder des Patiententorsos nicht abgebildet. Wenn die Quelle und der Detektor jedoch um 90° gedreht werden, werden alle Teile des Torsos abgebildet. Auf diese Weise wird eine Transmissionsstrahlung, die durch den interessierenden Bereich hindurchgeht, in allen Lagen bzw. Ausrichtungen aufgenommen, doch wird die Strahlung, die durch abgestumpfte Bereiche des Objekttorsos hindurchgeht, nur bei einigen Winkeln aufgenommen.

55

Nach Fig. 11 werden die Transmissionsdaten 88 rekonstruiert, um die Dämpfungs-Linienintegrale zu bilden, d. h. den Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} . Aufgrund der Begrenzung (Abstumpfung) hat das rekonstruierte Bild Artefaktfehler. Bei Anwendung des folgenden Verfahrens hat sich jedoch herausgestellt, daß die berechneten

60

65

DE 44 06 996 A1

Dämpfungsfaktoren weiterhin zum Korrigieren der Emissionsdaten 110 brauchbar sind, um eine größere Genauigkeit zu erzielen. So bewirkt ein Korrekturmittelgenerator 140 eine Annäherung an die Transmissionsrekonstruktions-Gewichtungsfaktoren W_{ij}^n durch den Wert l_{km}^n , wobei er die Gewichtungsfaktoren in einer Tabelle oder einem Speichermittel 142 speichert. Wie anhand von Fig. 3 beschrieben, ist l_{km}^n die Länge des Strahls, der durch jedes Pixel im (i,j)-Raum hindurch auf die Detektorkoordinate (k, m) auftrifft. Ein Transmissionsdaten-Rekonstruktionsmittel 90' wendet einen iterativen Erwartungsmaximierungsalgorithmus oder andere Algorithmen, z. B. gemäß dem Vorschlag von Lang und Carson, auf die Rekonstruktion von Bildern aus den Transmissionsdaten 88 an. So wird jeder Dämpfungskoeffizient μ_{ij} unter Verwendung des Gewichtungsfaktors W_{ij} aus dem Speichermittel 142 wie folgt berechnet:

10

$$\mu_{ij}^{n+1} = \frac{\mu_{ij}^n}{\sum_{k',m'} W_{ij}^{k'm'}} \sum_{k,m} \left[W_{ij}^{km} \frac{P_{km}}{P_{km}^n} \right] \quad (5)$$

15

Hierbei handelt es sich natürlich um den gleichen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus, der auf die Emissionsdaten bei den Ausführungsbeispielen nach den Fig. 5 und 6 gemäß Gleichung (4) angewandt wird. Mit dem Rekonstruktionsmittel 90' wird eine vollständige Matrix der transversalen Bilddämpfungskoeffizienten μ_{ij} erzeugt und in der Tabelle 92" gespeichert. Aus der μ_{ij} -Dämpfungskoeffiziententabelle berechnet ein Mittel 120" die Dämpfungsfaktoren A_{ij}^n . Jeder Dämpfungsfaktor ist eine Potenz des Linienintegrals der Dämpfung vom Punkt b_{ij} bis zum Detektor, wie oben beschrieben wurde, d. h.:

25

$$A_{ij}^{km} = \exp \left[- \int_{b_{ij}}^{\text{detector}} \mu(s_{km}) ds_{km} \right] \quad (6)$$

30

wobei b_{ij} , wie bereits erwähnt, der Eingangspunkt des durch das Pixel (i, j) zum Detektor hindurchgehenden Projektionsstrahls und s_{km} die Länge des Projektionsstrahls ist. Auf diese Weise wird eine Tabelle mit Dämpfungsfaktoren A_{ij}^n in einen Speicher 144 geladen.

35

Die Gewichtungsfaktoren W_{ij}^n für die Emissionsdatenrekonstruktion werden nach den Gleichungen (3c) und (3d) im Berechnungsmittel 122" berechnet, um ein Gewichtungsfaktorspeichermittel 124" mit den Emissionsrekonstruktions-Gewichtungsfaktoren W_{ij}^n zu laden.

40

Ein Emissionsdatenrekonstruktionsmittel 112" rekonstruiert die Bilddaten aus einem Emissionsdatenspeicher 110. Hierbei wendet das Emissionsdatenrekonstruktionsmittel 112" eine iterative Erwartungsmaximierung für die Schätzwerte mit maximaler Wahrscheinlichkeit analog dem Mittel 90" an. Das heißt, das Rekonstruktionsmittel 112" berechnet jeden Emissionsdatenpixelwert X_{ij} auf der Basis der iterativen Erwartungsmaximierung gemäß Gleichung (4). Die rekonstruierten Emissionsquellenpixel X_{ij} werden in einem Emissionsquellenverteilungs-Speichermittel 114" gespeichert.

45

Obwohl das anhand von Fig. 11 beschriebene Verfahren genaue dämpfungskorrigierte Emissionsbilder ergibt, lassen sich noch bessere Bilder gewinnen, wenn die Grenze des Objekts, das untersucht wird, genau und nicht durch Rekonstruktion der unvollständigen "begrenzten" bzw. "abgestumpften" Transmissionsdaten 88 bestimmt wird. Nach den Fig. 12 und 13 ist ein Ultraschall-Entfernungsmeßmittel 150 zwischen zwei beliebigen Köpfen der Detektorköpfe 22a, 22b und 22c angeordnet. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel enthält das Ultraschall-Entfernungsmeßmittel einen einzigen Ultraschall-Entfernungsfühler 152. Der Entfernungsfühler 152 dreht sich mit dem Gestell 24 auf einer Kreisbahn. Während der Entfernungsfühler rotiert, misst er den Abstand zwischen der von ihm durchlaufenen Kreisbahn und der Oberfläche des untersuchten Objekts. Die Differenz zwischen dem Radius der Kreisbahn und der vom Entfernungsfühler gemessenen Oberflächenkontur ist eine Umrißkontur und Position des untersuchten Objekts relativ zum Mittelpunkt der Drehung. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel bewirkt ein Schrittschalt- oder Indexmittel 154 eine schrittweise Weiterschaltung eines Ultraschall-Entfernungsmeßmittels 152, um den Rand des Objekts an verschiedenen Punkten längs der Axialrichtung zu bestimmen. Nach Fig. 14 kann gewünschtenfalls eine Vielzahl von Entfernungsfühlern 152, 152a, ..., 152n vorgesehen sein.

50

Nach Fig. 11 bestimmt ein Umrißbestimmungsmittel 160 den Umriß des Objekts relativ zum Mittelpunkt der Drehung, mithin im Koordinatensystem der rekonstruierten Transmissionsdaten. Das iterative Transmissionsdatenrekonstruktionsmittel 90" wendet die iterative Rekonstruktion nach Gleichung (5) an, überlagert jedoch die Umrißeinschränkungen aus dem Mittel 160. Beispielsweise werden die außerhalb des Umrißes des untersuchten Objekts liegenden Pixelwerte gleich null gesetzt. Ein erheblicher Prozentsatz der Begrenzungs- bzw. Abstumpfungsfartefakte erscheint als fiktive Pixelwerte außerhalb des tatsächlichen Umrißes des Objekts, z. B. Artefaktringe. Indem man alle außerhalb der tatsächlichen Oberfläche des untersuchten Objekts liegenden Pixel gleich null setzt, werden diese Artefakte eliminiert. Auf diese Weise werden noch genauere Dämpfungskoeffizienten μ_{ij} zur Speicherung im Speicher 92" erzeugt.

55

Patentansprüche

1. Gamma-Kamerasytem mit: mehreren Gamma-Kameraköpfen (22a, 22b, 22c), die einem Untersuchungs-

DE 44 06 996 A1

bereich (14) zur Aufnahme einer Emissionsstrahlung, die aus einem Objekt (12) im Untersuchungsbereich (14) emittiert wird, zugekehrt sind; einer Transmissionsstrahlungsquelle (50), die quer über dem Untersuchungsbereich (14) gegenüber wenigstens einem ersten (22a) der Köpfe angeordnet ist; einem Umfangsbewegungsmittel (24, 26) zum Bewegen der Köpfe (22a, 22b, 22c) und der Transmissionsstrahlungsquelle (50) um den Umfang des Untersuchungsbereichs (14) herum; einem Kollimierungsmittel (62) zum Kollimieren der Emissions- und Transmissionsstrahlung, die durch wenigstens den ersten Kopf (22a) aufgenommen wird, so daß der erste Kopf (22a) in einigen Umfangslagen um den Untersuchungsbereich (14) herum die Transmissionsstrahlung nur aus einem Teil des Objekts (12) und in anderen Umfangslagen um den Untersuchungsbereich (14) herum die Transmissionsstrahlung aus einem größeren Teil des Objekts (12) aufnimmt; einem ersten Rekonstruktionsmittel (90; 90'; 90'') zum Rekonstruieren aufgenommener Transmissionsstrahlungsdaten aus wenigstens dem ersten Kopf (22a), um eine Anzeige (ein Maß) der Strahlungsdämpfungseigenschaften des Objekts (12) zu erzeugen, die Artefakte zu enthalten pflegen, die der Ansammlung von Transmissionsstrahlungsdaten zuschreibbar ist, die durch verschiedene Teile des Objekts (12) in verschiedenen Umfangslagen hindurchgegangen sind; einem zweiten Rekonstruktionsmittel (112; 112'; 112'') zum Verarbeiten der von den Köpfen (22a, 22b, 22c) ausgegebenen Emissionsstrahlungsdaten und der Artefakt-dämpfungseigenschaften, um eine dämpfungskorrigierte Bilddarstellung der Emissionsstrahlungsverteilung im Untersuchungsbereich (14) zu erzeugen.

2. System nach Anspruch 1 mit einem Mittel (160) zum Bestimmen eines wirklichen Randes des Objekts (12), wobei das erste Rekonstruktionsmittel (90'') betriebsmäßig mit dem Mittel (160) zum Bestimmen des wirklichen Randes verbunden ist, um den ermittelten wirklichen Rand zur Verringerung von Artefakten in den Dämpfungseigenschaften zu verwenden.

3. System nach Anspruch 2, bei dem das den wirklichen Rand bestimmende Mittel (160) ein Ultraschall-Entfernungsmeßmittel enthält.

4. System nach Anspruch 2, bei dem das erste Rekonstruktionsmittel (90'') ein iteratives Schätzungsverfahren zur Bestimmung der Dämpfungseigenschaften in jedem von einer Vielzahl von Pixeln (Bildelementen) im Untersuchungsbereich (14) anwendet.

5. System nach Anspruch 4, bei dem das zweite Rekonstruktionsmittel (112'') ein iteratives Abschätzungs-mittel zum iterativen Abschätzen jedes Pixelwertes der Emissionsstrahlungsverteilung aufweist.

6. System nach Anspruch 1, bei dem das erste Rekonstruktionsmittel (90; 90'; 90'') Dämpfungskoeffizienten rekonstruiert, und ferner vorgesehen sind: ein Mittel (120, 118', 120'') zum Berechnen einer Reihe von Dämpfungsfaktoren aus den Dämpfungskoeffizienten durch Berechnung eines Linienintegrals der Dämp-fung längs Strahlen von einem Eingangspunkt in jedes Pixel bis zum Kopf (22a); ein Mittel (122, 118', 122'') zum Bestimmen von Gewichtungsfaktoren aus den Dämpfungskoeffizienten, wobei die Gewichtungsfak-toren die Dämpfungseigenschaften sind, die durch das zweite Rekonstruktionsmittel (112, 112', 112'') verarbei-tet worden sind.

7. System nach Anspruch 1, bei dem das Kollimatormittel (62) auf der die Strahlung aufnehmenden Vorder-seite wenigstens des ersten Gamma-Kamerakopfes (22a) angebracht ist und eine der folgenden Arten von Kollimatoren bildet: einen Fächerstrahlenbündelkollimator, einen Konusstrahlenbündelkollimator, einen Kollimator mit veränderbarer Brennweite, einen astigmatischen Kollimator und einen Parallelkollimator.

8. System nach Anspruch 7, bei dem die Transmissionsstrahlungsquelle (50) eine der folgenden Quellen darstellt: eine Linienquelle, eine Balkenquelle, eine Punktquelle, eine flache rechteckförmige Quelle, die klein im Vergleich zur Eingangsfläche des Kollimatormittels (62) ist, eine scheibenförmige Quelle, die klein im Vergleich zur Eingangsfläche des Kollimators (62) ist, und eine Flutlichtquelle.

9. System nach Anspruch 1, mit einem Quellenkollimatormittel (51) zum Begrenzen der aus der Transmis-sionsstrahlungsquelle (50) austretenden Strahlung derart, daß sie auf den ersten Kopf (22a) quer über den Untersuchungsbereich (14) auftrifft.

10. System nach Anspruch 1, mit einem Mittel (52, 54, 56) zum Verschieben der Strahlungsquelle (50) zum Untersuchungsbereich (14) hin und von diesem weg.

11. System nach Anspruch 1, mit einem Radialverschiebungsmittel (28, 30, 32, 34, 36) zum Verschieben der Gamma-Kameraköpfe (22a, 22b, 22c) radial zum Untersuchungsbereich (14) hin und von diesem weg und einem Regelungsmittel (38, 40, 42, 44, 46, 48, 58, 60) zur Regelung wenigstens des Strahlungsquellenverschie-bungsmittels (52, 54, 56) und des Radialverschiebungsmittels (28, 30, 32, 34, 36) derart, daß die Strahlungsquelle (50) und der gegenüberliegende Kopf (22a) einen festen Abstand zueinander beibehalten.

12. Gamma-Kamerasystem mit: mehreren Gamma-Kameraköpfen (22a, 22b, 22c), die einem Untersuchungsbereich (14) zur Aufnahme einer Emissionsstrahlung, die aus einem Objekt (12) im Untersuchungsbereich (14) emittiert wird, zugekehrt sind; einer Transmissionsstrahlungsquelle (50), die quer über dem Untersuchungsbereich (14) gegenüber wenigstens einem ersten (22a) der Köpfe angeordnet ist; einem Umfangsbewegungsmittel (24, 26) zum Bewegen der Köpfe (22a, 22b, 22c) und der Transmissionsstrahlungsquelle (50) um den Umfang des Untersuchungsbereichs (14) herum; einem Kollimierungsmittel (62) zum Kollimieren der Emissions- und Transmissionsstrahlung, die durch die Gamma-Kameraköpfe (22a, 22b, 22c) aufgenommen wird; einem Mittel (160) zum Bestimmen (Ermitteln) eines wirklichen Randes des Objekts (12); einem ersten Rekonstruktionsmittel (90'') zum Rekonstruieren empfanger Transmissionsstrahlungs-data aus wenigstens dem ersten Kopf (22a) und dem wirklichen Rand, der durch das Randbestimmungsmittel (160) bestimmt wurde, um eine Anzeige (ein Maß) der Strahlungsdämpfungseigenschaften des Objekts (12) zu erzeugen; ein zweites Rekonstruktionsmittel (112'') zum Verarbeiten von aus den Köpfen (22a, 22b, 22c) aufgenommenen Emissionsstrahlungsdaten und der Dämpfungseigenschaften, um eine dämpfungskorrigierte bildliche Darstellung der Emissionsstrahlungsverteilung im Untersuchungsbereich (14) zu erzeugen.

13. System nach Anspruch 12, bei dem das den wirklichen Rand bestimmende Mittel (160) ein Ultraschall-

DE 44 06 996 A1

Entfernungsmeßmittel enthält.

14. Verfahren zum Bestimmen (Ermitteln) einer Emissionsquellenverteilung in einem Objekt, bei dem: Strahlungspotonen durch das Objekt transmittiert werden; aus einer Vielzahl von Winkelpositionen um das Objekt herum Transmissionsstrahlungspotonen detektiert werden, die durch einen mittleren Teil des Objekts hindurchgegangen sind; in einigen Winkelpositionen auch Transmissionsstrahlungspotonen detektiert werden, die durch Randteile des Objekts hindurchgegangen sind; und in wenigstens einigen der Winkelpositionen um den Patienten herum durch wenigstens einige Randteile hindurchgegangene Transmissionsstrahlungspotonen nicht detektiert werden; Strahlungsdämpfungskoeffizienten aus den detektierten Transmissionsstrahlungspotonen bestimmt werden, wobei die Strahlungsdämpfungskoeffizienten Artefakte enthalten, die der Feststellung (Detektion) von Transmissionsstrahlungspotonen zuschreibbar sind, die Abschnitte der Objektrandteile nur in einigen Winkelpositionen und nicht in anderen durchdrungen haben; Gewichtungsfaktoren aus den artefakthalten Dämpfungskoeffizienten bestimmt werden; Emissionsstrahlungspotonen, die durch Emissionsquellen emittiert werden, die in wenigstens dem mittleren Teil des Objekts verteilt sind, detektiert werden; und aus den detektierten Emissionsstrahlungspotonen und den Gewichtungsfaktoren eine dämpfungskorrigierte Darstellung der Emissionsquellenverteilung im Objekt rekonstruiert wird.
15. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem die Emissionsstrahlungsrekonstruktion das Rekonstruieren der Emissionsstrahlungspotonen mittels iterativer Erwartungsmaximierung umfaßt.
16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem die Dämpfungskoeffizientenbestimmung das Rekonstruieren der Transmissionsstrahlungspotonen mittels iterativer Erwartungsmaximierung umfaßt.
17. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem die iterative Erwartungsmaximierung das Berechnen des Wertes jedes Strahlungsdämpfungskoeffizienten μ_{ij} nach folgender Gleichung umfaßt:

$$\mu_{ij}^{n+1} = \frac{\mu_{ij}^n}{\sum_{k,m} W_{ij}^{km}} \sum_{k,m} \left[W_{ij}^{km} \frac{P_{km}}{P_{km}^n} \right],$$

mit

$$P_{km} = \sum_{i,j} W_{ij}^{km} \mu_{ij},$$

wobei W_{ij}^{km} ein entsprechender Gewichtungsfaktor ist, $n+1$ die augenblickliche Iteration und n eine vorhergehende Iteration bezeichnet.

18. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem ein wirklicher Rand des Objekts gemessen und der ermittelte wirkliche Rand des Objekts in Verbindung mit der Bestimmung der Strahlungskoeffizienten aus den detektierten Transmissionsphotonen verwendet wird.

19. Verfahren nach Anspruch 18, bei dem die Berechnung der Gewichtungsfaktoren das Berechnen einer Reihe von Dämpfungsfaktoren aus den Dämpfungskoeffizienten durch Berechnung eines Linienintegrals der Dämpfung längs eines Strahls, der sich durch jedes Pixel bis zu einem Strahlungsdetektor erstreckt, und die Bestimmung der Gewichtungsfaktoren aus den Dämpfungskoeffizienten umfaßt.

20. Verfahren zum Bestimmen (Ermitteln) einer Emissionsquellenverteilung in einem Objekt, bei dem ein Strahlenbündel durch das Objekt transmittiert wird, wobei das Strahlenbündel derart im Querschnitt begrenzt ist, daß es in wenigstens einer Dimension kleiner als eine maximale Querschnittsdimension des Objekts ist; in einer Vielzahl von Winkellagen um das Objekt herum die durch einen mittleren Teil des Objekts hindurchgegangene Transmissionsstrahlung detektiert wird, so daß infolge der Strahlenbündelbegrenzung keine durch Randteile des Objekts in einigen Winkellagen hindurchgegangene Transmissionsstrahlung detektiert wird; ein wirklicher Rand des Objekts gemessen wird; aus der detektierten Transmissionsstrahlung und dem gemessenen wirklichen Rand Strahlungsdämpfungseigenschaften des Objekts bestimmt werden; Emissionsstrahlungspotonen, die durch in den mittleren und Randteilen des Objekts verteilten Emissionsquellen emittiert werden, ermittelt werden und aus den detektierten Emissionsstrahlungspotonen und den ermittelten Dämpfungseigenschaften des Objekts Pixels einer dämpfungskorrigierten Darstellung der Emissionsquellenverteilung im Objekt rekonstruiert werden.

21. Verfahren nach Anspruch 20, bei dem das Rekonstruieren die Bestimmung jedes Pixelwertes der Emissionsquellenverteilung durch eine iterative Abschätzung in Abhängigkeit von früheren Abschätzungen und den Strahlungsdämpfungseigenschaften umfaßt.

22. Verfahren nach Anspruch 20, bei dem die Bestimmung der Strahlungsdämpfungseigenschaften die iterative Abschätzung der Strahlungsdämpfungseigenschaften jedes Pixels aus der Transmissionsstrahlung umfaßt.

23. Verfahren nach Anspruch 20, bei dem die Bestimmung des wirklichen Randes des Objekts durch Ultraschall-Entfernungsmessung bewirkt wird.

24. Verfahren zum Rekonstruieren von Emissionsprojektionssignalen aus einem Gamma-Kamerasystem zur Bildung eines aus Pixeln zusammengesetzten Bildes einer Emissionsquellenverteilung in einem Dämpfungsmedium, bei dem: wenigstens ein Kopf um das Medium herumgedreht wird; bei der Drehung wenig-

DE 44 06 996 A1

stens dieses einen Kopfes gleichzeitig i) eine Strahlung durch einen mittleren Teil des Mediums zu wenigstens dem einen Kopf transmittiert wird, so daß wenigstens der eine Kopf keine Strahlung aufnimmt, die durch Randteile des Mediums in wenigstens einigen um das Medium verteilten Winkellagen wenigstens des einen Kopfes hindurchgeht, und ii) die Emissionsstrahlung aus den im Medium verteilten Emissionsquellen durch wenigstens den einen Kopf aufgenommen wird, so daß gleichzeitig Transmissions- und Emissionsprojektionsdaten ermittelt werden: aus den gleichzeitig ermittelten Transmissions- und Emissionsprojektionsdaten Nebensprech-Korrekturwerte ermittelt werden, um Einflüsse der Transmissionsstrahlung auf die Emissionsprojektionsdaten und Einflüsse der Emissionsstrahlung auf die Transmissionsprojektionsdaten zu korrigieren; die Transmissions- und Emissionsprojektionsdaten durch die Nebensprech-Korrekturwerte korrigiert werden; aus den Transmissionsdaten Dämpfungskoeffizienten erzeugt werden und aus den Emissionsprojektionsdaten und den Dämpfungskoeffizienten eine räumliche bildliche Darstellung der Verteilung der Emissionsquellen im Medium rekonstruiert wird.

Hierzu 9 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

ZEICHNUNGEN SEITE 1

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

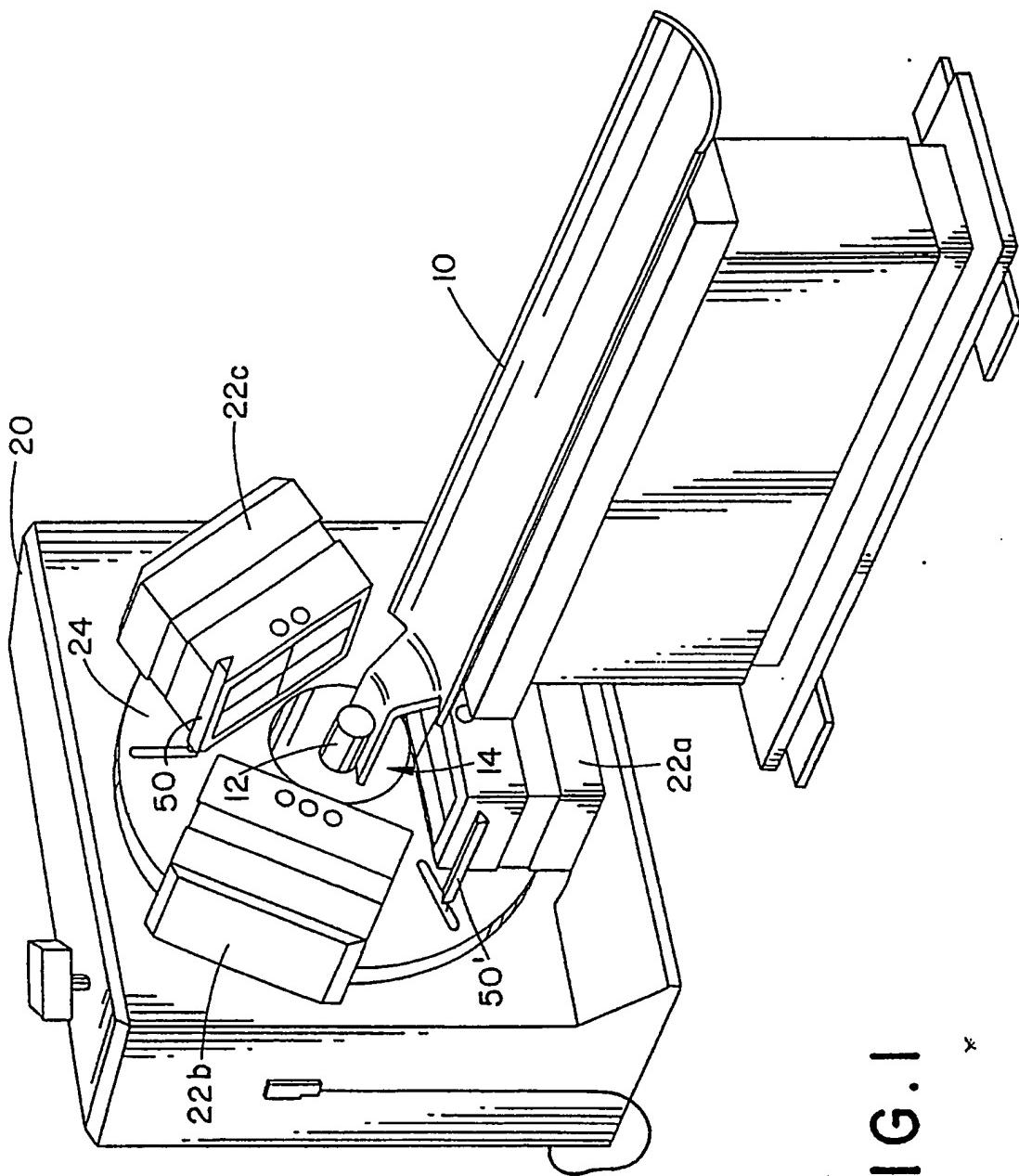


FIG. I

ZEICHNUNGEN SEITE 2

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

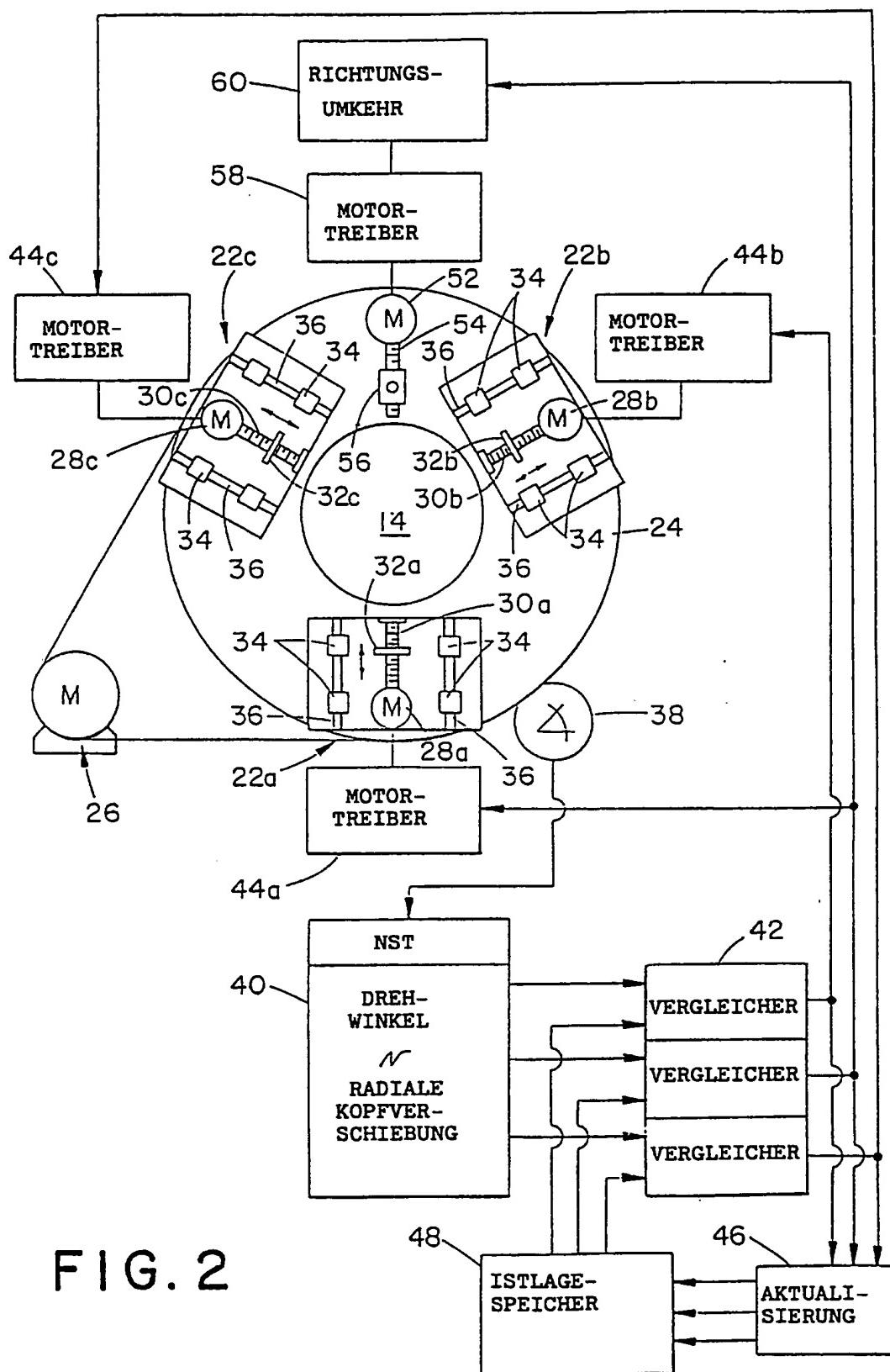


FIG. 2

ZEICHNUNGEN SEITE 3

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

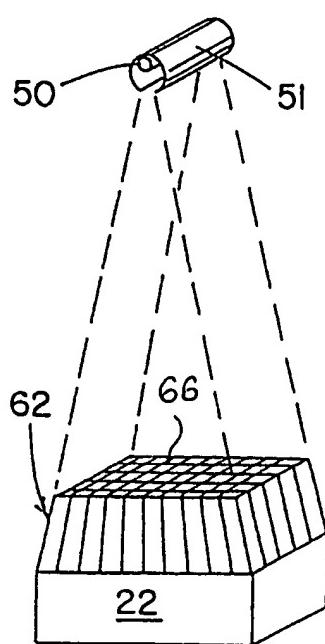


FIG. 3

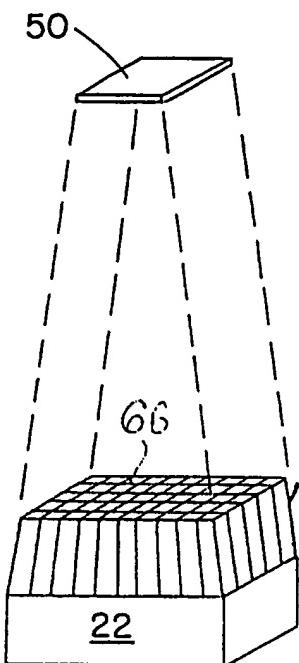


FIG. 7

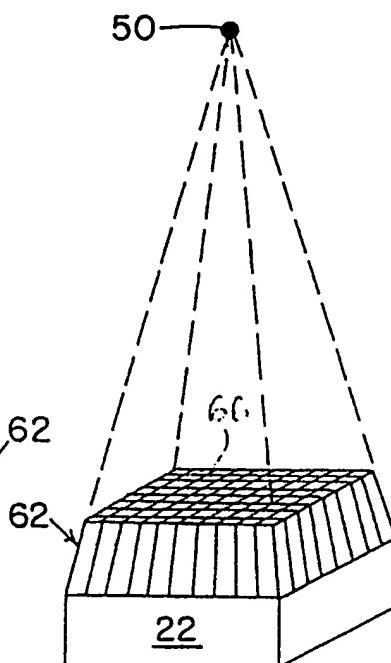


FIG. 8

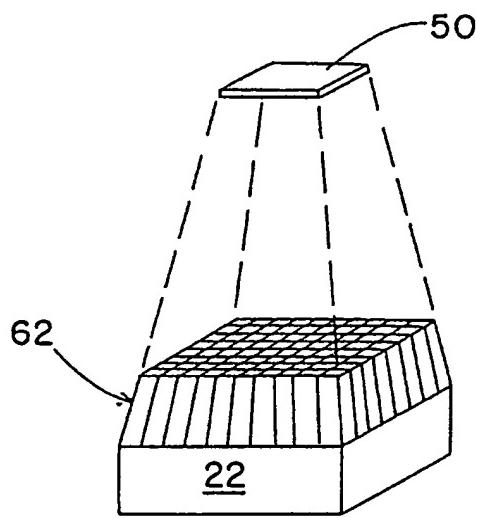


FIG. 9

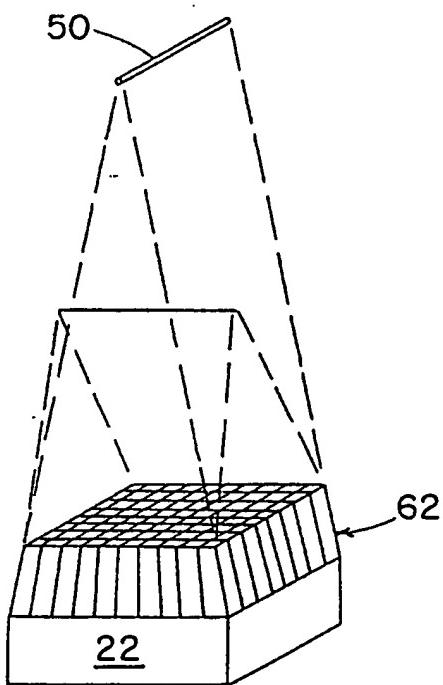


FIG. 10

ZEICHNUNGEN SEITE 4

Nummer: DE 44 06 996 A1
Int. Cl. 5: G 01 T 1/164
Offenlegungstag: 15. September 1994

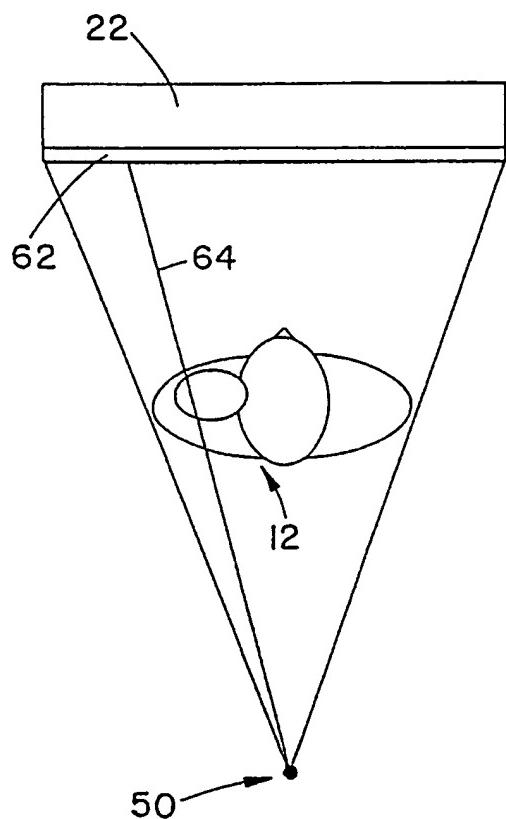


FIG. 4A

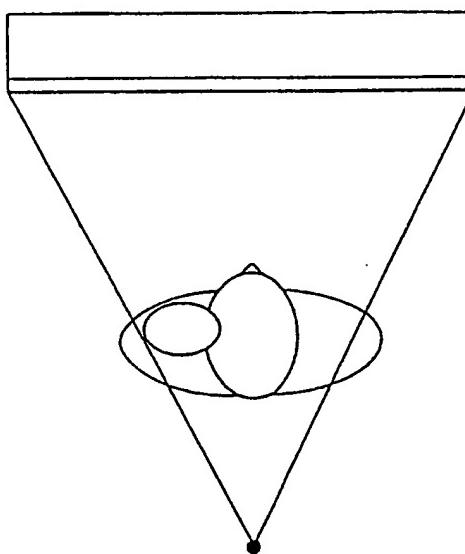


FIG. 4B

ZEICHNUNGEN SEITE 5

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

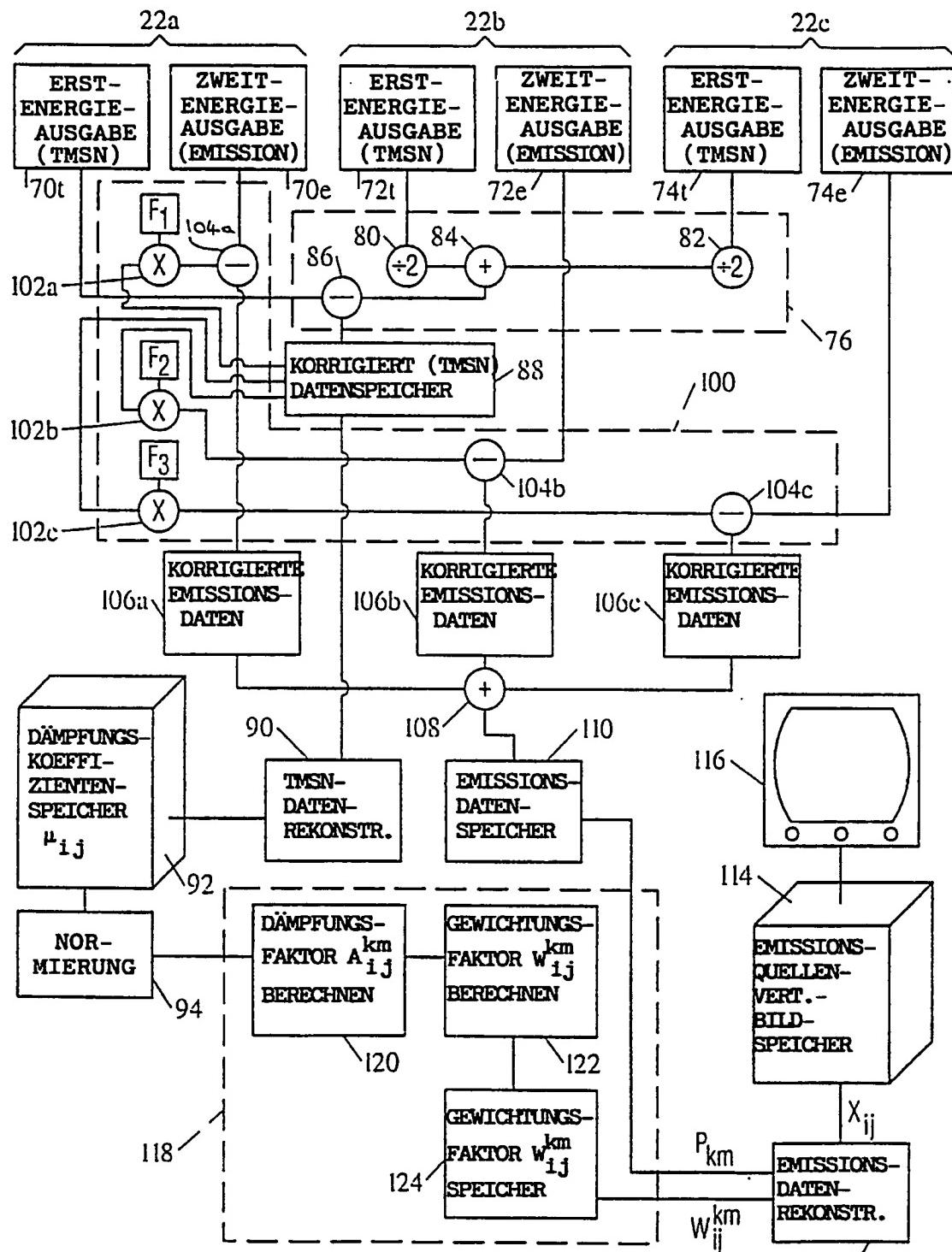


Fig. 5

ZEICHNUNGEN SEITE 6

Nummer:

Int. Cl. 5:

Offenlegungstag:

DE 44 06 996 A1

G 01 T 1/164

15. September 1994

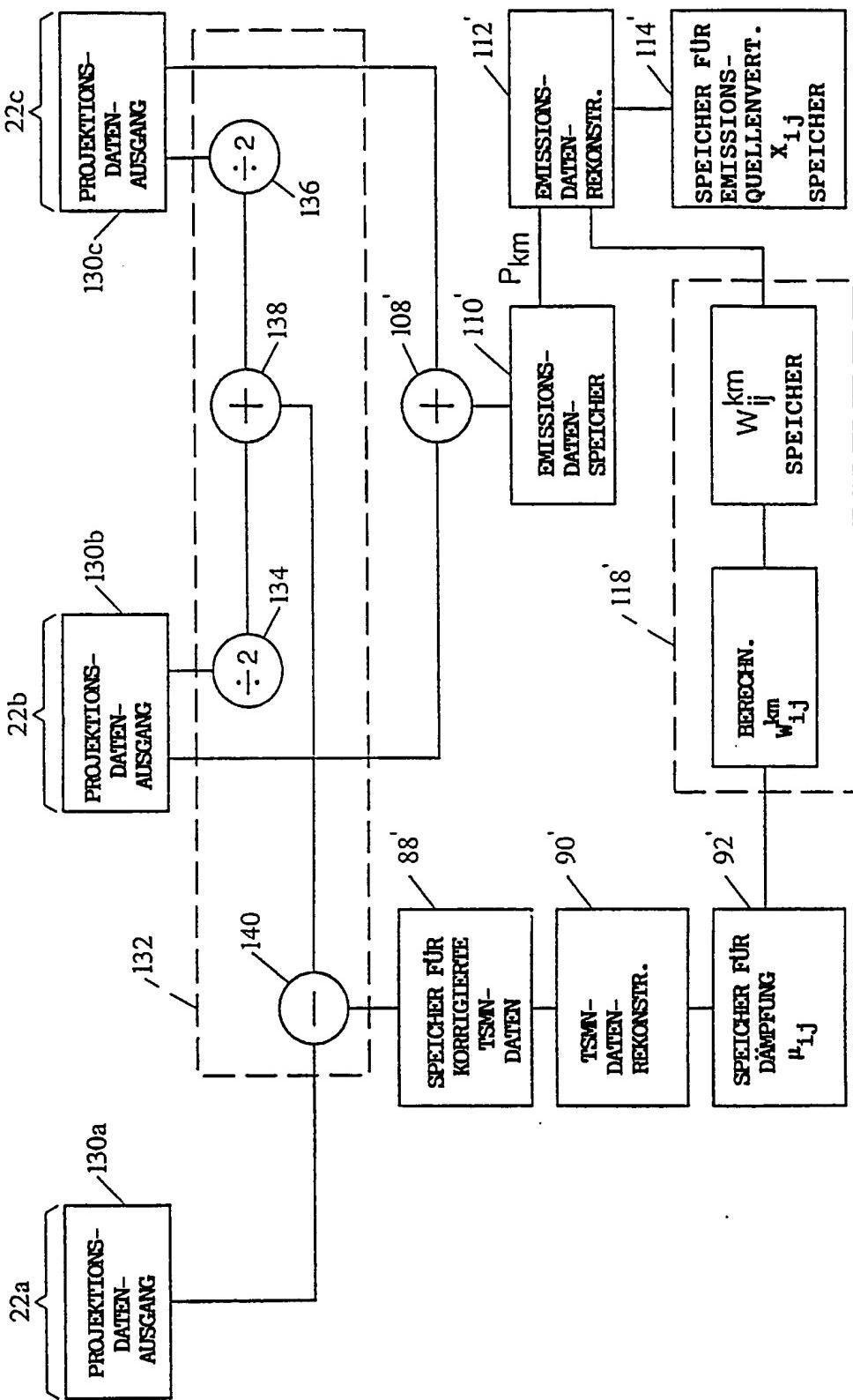


Fig. 6

ZEICHNUNGEN SEITE 7

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

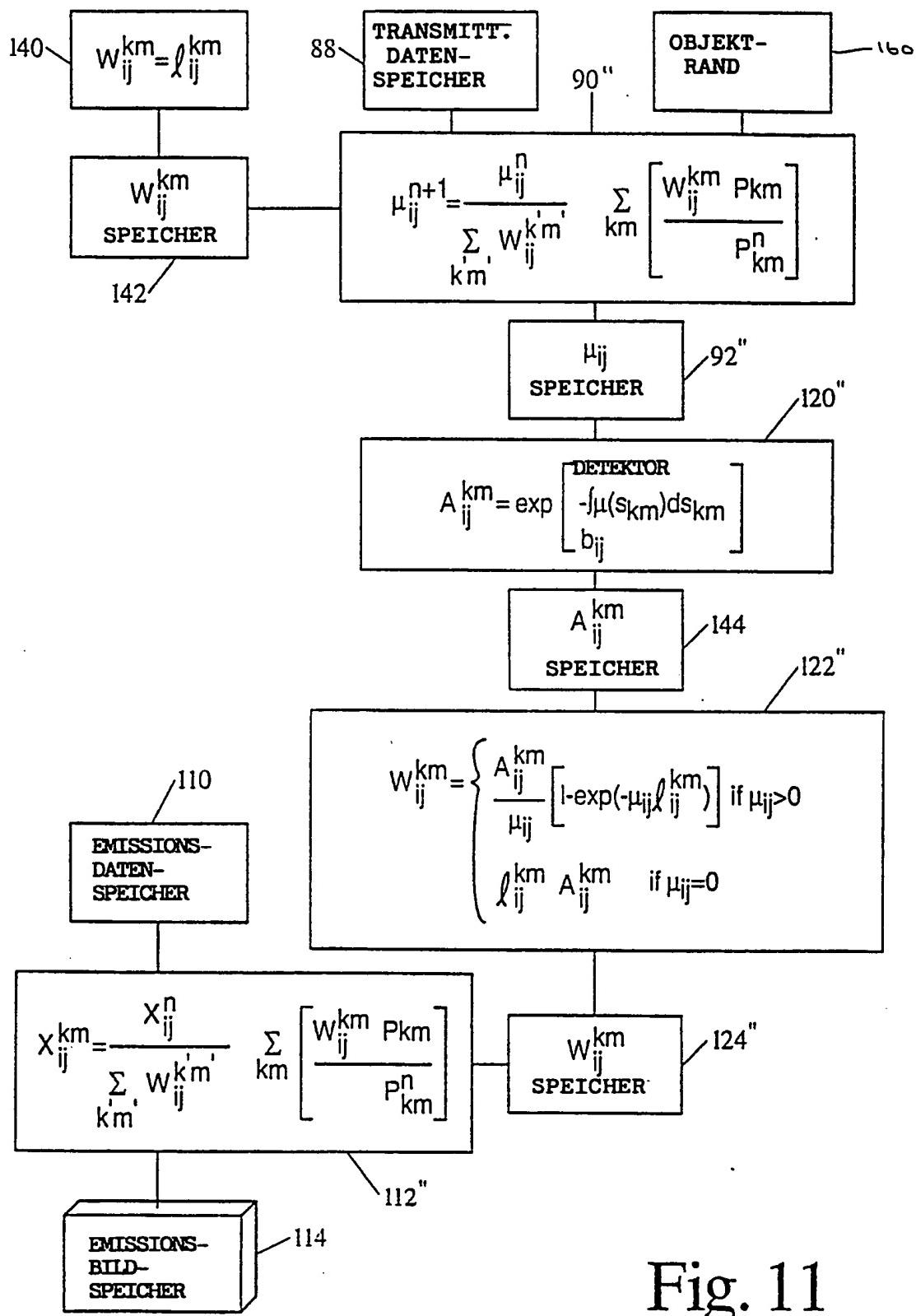


Fig. 11

ZEICHNUNGEN SEITE 8

Nummer:

DE 44 06 998 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

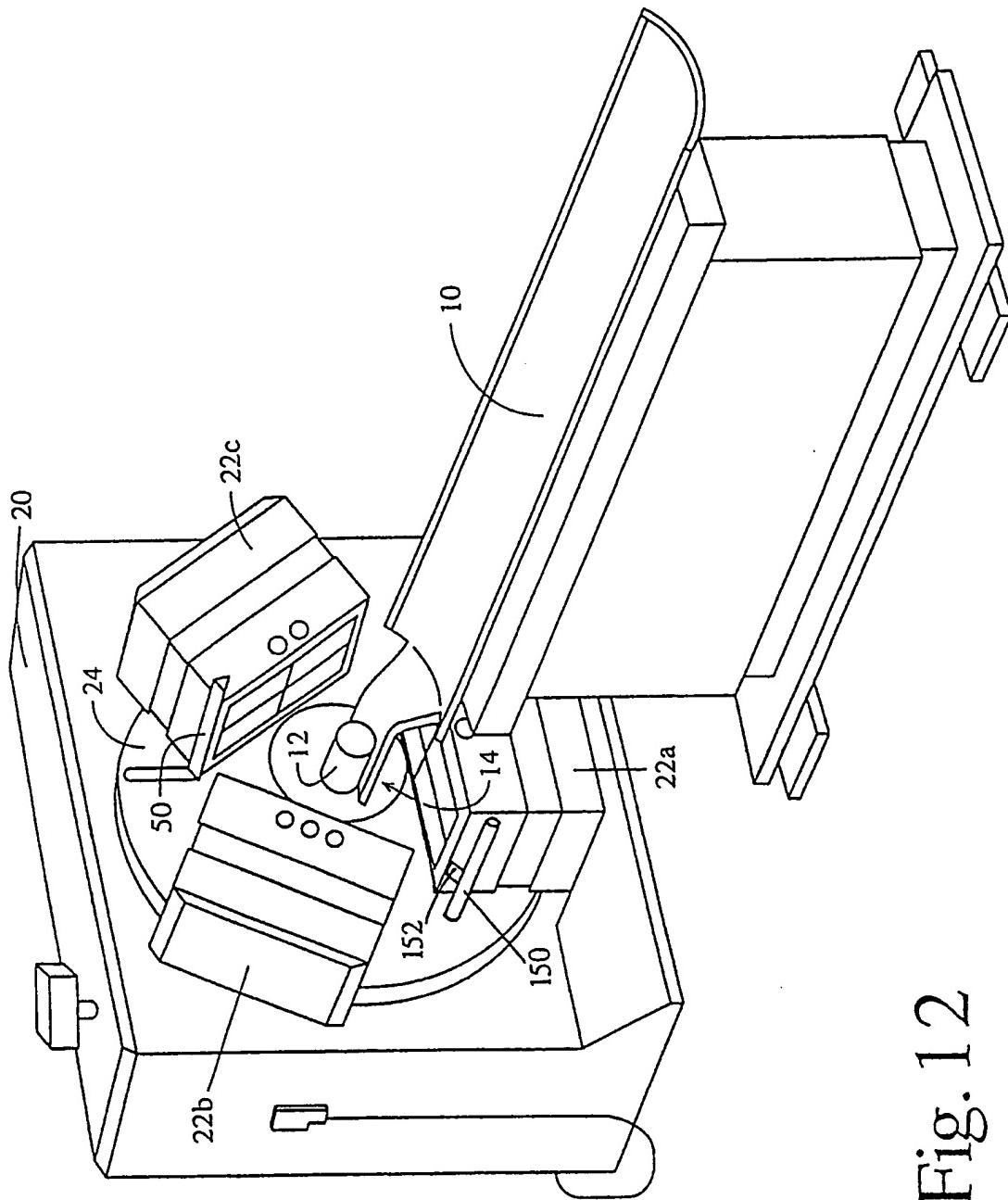


Fig. 12

ZEICHNUNGEN SEITE 9

Nummer:

DE 44 06 996 A1

Int. Cl. 5:

G 01 T 1/164

Offenlegungstag:

15. September 1994

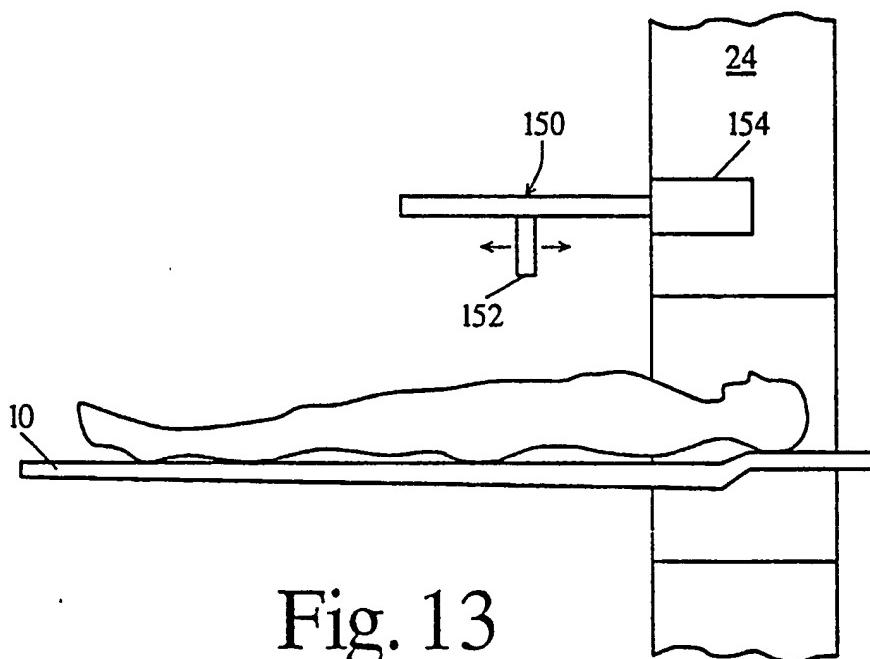


Fig. 13

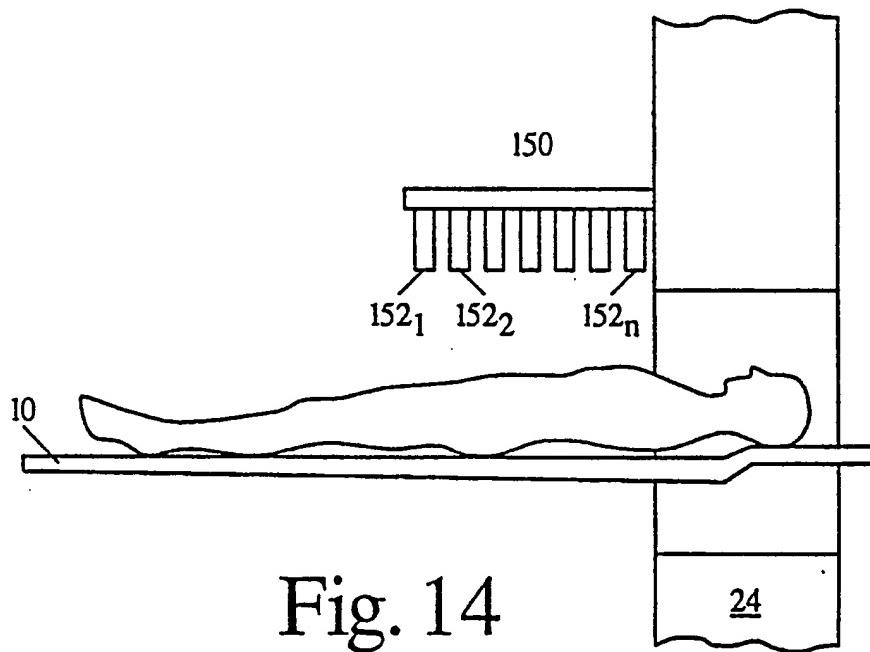


Fig. 14